

BEST AVAILABLE COPY

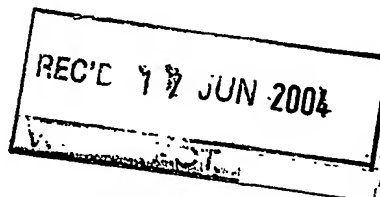


Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

1809/50845



Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03101783.3

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03101783.3
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 18.06.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards
GmbH
Steindamm 94
20099 Hamburg
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Computertomographie-Verfahren mit redundanten Messwerten

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

G06T11/00

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT RO SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG**Computertomographie-Verfahren mit redundanten Messwerten**

- Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem ausschließlich Messwerte zur Rekonstruktion eines CT-Bildes verwendet werden, die in einem
- 5 Rekonstruktionsfenster liegen, insbesondere betrifft die Erfindung exakte Computertomographie-Verfahren. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf einen Computertomographen zur Durchführung dieses Verfahrens sowie auf ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.
- 10 In bekannten Verfahren der eingangs genannten Art bewegt sich eine Strahlenquelle relativ zu einem Untersuchungsbereich, in dem sich ein zu untersuchendes Objekt befindet, auf einer helix- oder kreisförmigen Trajektorie. Dabei werden Messwerte mit einer Detektoreinheit akquiriert, aus denen sich ein CT-Bild, bspw. eine Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich, rekonstruieren lässt. Viele Rekonstruktionsverfahren, insbesondere die exakten Rekonstruktionsverfahren, können nur einen Teil der
- 15 Messwerte verwenden. Der Teil der Messwerte, der zur Rekonstruktion verwendet werden kann, kann bspw. durch einen Raumwinkelbereich, in dem sich die Strahlenquelle bewegt, während eine zu rekonstruierende Stelle des Untersuchungsbereichs beleuchtet wird, oder durch einen bestimmten Bereich auf der Detektoreinheit definiert sein. Der Bereich, in dem sich Messwerte befinden, die zur Rekonstruktion verwendet werden, wird Rekonstruktionsfenster genannt. Messwerte außerhalb des Rekonstruktionsfensters, werden von diesen Verfahren nicht berücksichtigt und als redundante Messwerte bezeichnet. Ein derartiges Rekonstruktionsverfahren ist bspw. von Katsevich
- 20 in „Analysis of an Exact Inversion Algorithm for Spiral Cone-Beam CT“, Physics Medicine and Biology, vol. 47, pp. 2583-2597 (E1) beschrieben worden. Dort bewegt sich die Strahlenquelle relativ zum Untersuchungsbereich auf einer helixförmigen Trajektorie, und es werden nur Messwerte verwendet, die in dem sogenannten PI-Fenster, das unter näher erläutert wird, liegen. Nachteilig ist bei diesen Verfahren, dass sie ein schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis aufweisen und bei Objektbewegungen zu
- 30 störenden Bewegungsartefakten führen.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Computertomographie-Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, bei dem das Signal-Rausch-Verhältnis erhöht wird und die Bewegungsartefakte reduziert werden.

5

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich und ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
- 10 b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Untersuchungsbereich andererseits, die mindestens eine Rotationsbewegung um eine Rotationsachse umfasst und insbesondere die Form einer Helix oder eines Kreises hat,
- c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereichs abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegung,
- 15 d) Ermitteln von jeweils einem Komplementärmesswert für zumindest einige der in Schritt c) akquirierten und in einem Rekonstruktionsfenster liegenden Messwerte mit Hilfe von redundanten Messwerten, wobei die dem jeweiligen Messwert und dem dazugehörigen Komplementärmesswert zugeordneten Strahlen entgegengesetzt zueinander orientiert sind,
- 20 e) Ersetzen jedes Messwertes, für den in Schritt d) ein Komplementärmesswert ermittelt worden ist, durch eine Summe aus gewichtetem Messwert und gewichtetem Komplementärmesswert,
- 25 f) Rekonstruieren eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs aus den im Rekonstruktionsfenster liegenden Messwerten.

Im Gegensatz zu bekannten Computertomographie-Verfahren der eingangs genannten Art werden mit Hilfe von redundanten Messwerten Komplementärmesswerte ermittelt, die addiert auf die jeweils dazugehörigen Messwerte diesen ersetzen, so dass zu der folgenden Rekonstruktion auch redundante Messwerte beitragen. Die Erfindung beruht

30

- nun auf der Erkenntnis, dass bei Computertomographie-Verfahren, die bei der Rekonstruktion nicht auf einen Teil der Messwerte beschränkt sind, Bewegungsartefakte reduziert sind und das Signal-Rausch-Verhältnis erhöht ist. Daher führt die Berücksichtigung der redundanten Messwerte neben einer Erhöhung des Signal-Rausch-
- 5 Verhältnisses zu einer Reduzierung der Bewegungsartefakte.

Im Anspruch 2 wird der Komplementärmesswert, wenn er nicht in Schritt c) akquiriert worden ist, mit Hilfe von Johns-Gleichung ermittelt. Dies führt zu CT-Bildern besonders guter Qualität.

10

Johns-Gleichung ist eine bekannte partielle Differentialgleichung, die es unter anderem ermöglicht, zu akquirierten Messwerten weitere Messwerte zu ermitteln, die mit den akquirierten Messwerten konsistent sind.

- 15 Der Begriff „konsistent“ lässt sich wie folgt erklären. Durch den im Schritt c) akquirierten Satz an Messwerten ist das Objekt im Untersuchungsbereich nicht eindeutig festgelegt, da die Messwerte verrauscht sind oder bspw. auch zu wenig Messwerte akquiriert worden sein können. Zu dem Satz an Messwerten gibt es also eine Menge an möglichen Objekten im Untersuchungsbereich, die zu den Messwerten passen. Ein
- 20 Komplementärmesswert ist konsistent zu den akquirierten Messwerten, wenn er durch Durchstrahlen eines der möglichen Objekte erzeugt werden kann. Eine Konsistenzbedingung, mit der ein derartiger Komplementärmesswert ermittelt werden kann, ist bspw. die bekannte Johns-Gleichung.

- 25 Im Anspruch 3 wird bei der Addition der gewichteten Komplementärmesswerte und der jeweils dazugehörigen gewichteten Messwerte ein akquirierter Komplementärmesswert stärker gewichtet, wenn er im Schritt c) akquiriert und nicht bspw. durch Johns-Gleichung ermittelt worden ist. Die stärkere Berücksichtigung wirklich gemessener Werte führt zu einer verbesserten Bildqualität.

30

Die Ansprüche 4 und 5 beschreiben ein bevorzugtes exaktes Computertomographie-Verfahren, dass für helixförmige Trajektorien zu CT-Bildern guter Qualität führt.

- Ein Computertomograph zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ist in
5 Anspruch 6 beschrieben. Anspruch 7 definiert ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen nach Anspruch 6.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand der Zeichnungen erläutert. Es zeigen:

- 10 Fig. 1 schematisch einen Computertomographen gemäß einer besonderen Ausführungsform, mit dem das erfindungsgemäße Verfahren gemäß einer besonderen Ausführungsform ausführbar ist,

Fig. 2 ein Ablaufdiagramm des erfindungsgemäßen Verfahrens,

- 15 Fig. 3 eine PI-Gerade und ein PI-Intervall für einen Punkt im Untersuchungsbereich,

Fig. 4 die PI-Gerade und das PI-Intervall für einen Punkt im Untersuchungsbereich projiziert in eine Ebene senkrecht zur Rotationsachse,

- 20 Fig. 5 schematisch einen planaren Detektor mit einem PI-Fenster,

Fig. 6 eine schematische Schnittansicht einer helixförmigen Trajektorie und eines Untersuchungsbereiches mit einem direkten Strahl und einem Komplementärstrahl,

- 25 Fig. 7 ein Ablaufdiagramm für eine exakte Rekonstruktion eines CT-Bildes,

Fig. 8 eine schematische Perspektivansicht paralleler Strahlen mit verschiedenen Strahlenpositionen,

- 30 Fig. 9 eine schematische Perspektivansicht der helixförmigen Trajektorie mit einer κ -Ebene und einer κ -Linie,

Fig. 10 eine schematische Perspektivansicht der helixförmigen Trajektorie mit durch Rebinning gebildeten Strahlenfächern in parallelen Ebenen,

- Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine
5 parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende
Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry 1 von einem Motor 2 mit einer
vorzugsweise konstanten, aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An
der Gantry 1 ist eine Strahlenquelle S befestigt, beispielsweise ein Röntgenstrahler.
Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle
10 S erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d.h. ein Strahlen-
bündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d.h. in
einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene, endliche
Ausdehnung hat.
- 15 Das Strahlenbündel 4 durchdringt einen zylinderförmigen Untersuchungsbereich 13, in
dem sich ein Objekt, z. B. ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht
dargestellt) oder aber auch ein technisches Objekt befinden kann. Nach dem Durch-
setzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Strahlenbündel 4 auf eine an der Gantry
1 befestigte Detektoreinheit 16 mit einer Detektorfläche, die eine Vielzahl von Detek-
20 torelementen umfasst, die in dieser Ausführungsform in Zeilen und Spalten matrix-
förmig angeordnet sind. Die Detektorspalten verlaufen parallel zur Rotationsachse 14.
Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebenen, in dieser
Ausführungsform auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S (fokus-zentrierter
Detektor). In anderen Ausführungsformen können sie aber auch anders geformt sein, z.
25 B. einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Jedes
von dem Strahlenbündel 4 getroffene Detektorelement liefert in jeder Position der
Strahlenquelle einen Messwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4.

- Der mit α_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels 4 bestimmt den Durch-
30 messer des Objektzylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der
Akquisition der Messwerte befindet. Dabei ist der Öffnungswinkel als der Winkel

- definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt, mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Ebene einschließt. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch können mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 bzw. zur z-Achse verschoben werden. Dazu äquivalent könnte aber auch die Gantry in diese Richtung verschoben werden. Wenn es sich um ein technisches Objekt handelt und nicht um einen Patienten, kann das Objekt bei einer Untersuchung gedreht werden, während die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 still stehen.
- 10 Wenn die Motoren 2 und 5 gleichzeitig laufen, beschreiben die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 eine helixförmige Trajektorie relativ zum Untersuchungsbereich 13. Wenn hingegen der Motor 5 für den Vorschub in Richtung der Rotationsachse 14 stillsteht und der Motor 2 die Gantry rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Trajektorie für die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich
- 15 13. In diesem Ausführungsbeispiel wird nur die helixförmige Trajektorie betrachtet. Das erfindungsgemäße Verfahren wäre aber auch bei einer kreisförmigen Trajektorie anwendbar.

- Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden einem Rekonstruktionsrechner 10 zugeführt, der mit der Detektoreinheit 16 z. B. über eine kontaktlos arbeitende Datenübertragung (nicht dargestellt) verbunden ist. Der Rekonstruktionsrechner 10 rekonstruiert das CT-Bild und gibt es, beispielsweise auf einem Monitor 11, wieder. Die beiden Motoren 2 und 5, der Rekonstruktionsrechner 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zum Rekonstruktionsrechner 10
- 25 werden von einer Steuereinheit 7 gesteuert.

Fig. 2 zeigt den Ablauf eines Mess- und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

- 30 Nach der Initialisierung im Schritt 101 rotiert die Gantry mit einer Winkelgeschwindigkeit, die in diesem Ausführungsbeispiel konstant ist. Sie kann aber auch variieren, z.B. in Abhängigkeit von der Zeit oder von der Strahlenquellenposition.

Im Schritt 103 wird der Untersuchungsbereich bzw. das Objekt oder der Patientenlagerungstisch parallel zur Rotationsachse verschoben und die Strahlung der Strahlenquelle S wird eingeschaltet, so dass die Detektoreinheit 16 die Strahlung aus einer

5 Vielzahl von Winkelpositionen erfassen kann. Die Strahlenquelle S bewegt sich dabei relativ zum Untersuchungsbereich auf einer helixförmigen Trajektorie, die durch

$$\mathbf{y}(\lambda) = \begin{pmatrix} R \cos \lambda \\ R \sin \lambda \\ h\lambda \end{pmatrix} \quad (1)$$

10 parametrisiert werden kann. Hierbei ist $2\pi h$ der Tischvorschub pro Rotation, λ die Winkelposition der Strahlenquelle bezogen auf eine beliebige, aber feste Referenzwinkelposition und R der Radius der helixförmigen Trajektorie 17.

In diesem Ausführungsbeispiel wird der Tischvorschub pro Rotation so gewählt, dass

15 von jedem Ort \mathbf{x} im Untersuchungsbereich aus die Strahlenquelle S über einen Winkelbereich von zumindest 180° sichtbar ist. Die Aufnahme von Messwerten mit diesem Tischvorschub wird als PI-Akquisition bezeichnet.

Die PI-Akquisition soll im Folgenden näher erläutert werden. Dazu sind in Fig. 3 die

20 helixförmige Trajektorie 17, auf der sich die Strahlenquelle relativ zur Stelle \mathbf{x} im Untersuchungsbereich bewegt, und der Abschnitt $I_{PI}(\mathbf{x})$ der Helix 17, der durch eine PI-Gerade 37 eingeschlossen ist, dargestellt. Fig. 4 zeigt die Helix 17 aus Fig. 3 projiziert auf eine senkrecht zur Rotationsachse orientierten Ebene. Die PI-Gerade 37 ist die Linie, die die Helix an zwei Stellen und die Stelle \mathbf{x} schneidet, wobei der durch die

25 Gerade eingeschlossene Helixabschnitt $I_{PI}(\mathbf{x})$ einen Winkel kleiner 2π überstreicht. Bei der PI-Akquisition durchlaufen Strahlen, die von der Strahlenquelle S ausgehen, während sie sich auf dem Helixabschnitt $I_{PI}(\mathbf{x})$ befindet, die Stelle \mathbf{x} .

Im Rahmen dieses Ausführungsbeispiel wird unten ein Rekonstruktionsverfahren

30 verwendet, dass ausschließlich Messwerte verwendet, deren zugeordnete Strahlen vom

Helixabschnitt $I_{PI}(\mathbf{x})$ ausgehen, d. h., es werden nur Messwerte verwendet, die im sogenannten PI-Intervall liegen. Bekanntlich kann durch geometrische Betrachtungen gezeigt werden, dass Messwerte, deren Strahlen von einem bestimmten Helixabschnitt ausgehen, auf der Detektoreinheit in einem Rekonstruktionsfenster liegen. Bei der hier
 5 vorliegenden PI-Akquisition ist das Rekonstruktionsfenster das PI-Fenster. Das PI-Fenster 25 ist auf einem planaren Detektor 60 durch die PI-Linien 21, 23 begrenzt, die durch folgende Gleichungen definiert sind:

$$v(u) = +\frac{h}{2\pi} \left(1 + \left(\frac{u}{R} \right)^2 \right) \left(\frac{\pi}{2} - \arctan \frac{u}{R} \right) \quad (1)$$

10

und

$$v(u) = -\frac{h}{2\pi} \left(1 + \left(\frac{u}{R} \right)^2 \right) \left(\frac{\pi}{2} + \arctan \frac{u}{R} \right). \quad (2)$$

15 Hierbei sind u und v Koordinaten auf dem planaren Detektor 60 gemäß dem Koordinatensystem in Fig. 5. Dieses Koordinatensystem ist aus Übersichtlichkeitsgründen unterhalb des planaren Detektors 60 dargestellt. Der Ursprung des Koordinatensystems liegt aber im Zentrum des Detektors. Die Einheitsvektoren dieses Koordinatensystems lauten $\mathbf{1}_u = (-\sin \lambda, \cos \lambda, 0)$ und $\mathbf{1}_v = (0, 0, 1)$.

20

Der planare Detektor 60 ist ein fiktiver Detektor, der die Rotationsachse 14 enthält und senkrecht zu dem Strahl orientiert ist, der ausgehend von der jeweiligen Strahlenquellenposition senkrecht die Rotationsachse 14 trifft. Messwerte, die mit der realen Detektoreinheit 16 detektiert werden, können entlang der entsprechenden Strahlen auf
 25 den planaren Detektor 60 projiziert werden.

Computertomographie-Verfahren der eingangs genannten Art verwenden nur Messwerte, die in einem Rekonstruktionsfenster liegen. Die übrigen Messwerte werden nicht

benutzt, was zu einem schlechten Signal-Rausch-Verhältnis und Bewegungsartefakten führt. In den folgenden Schritten wird zu jedem Messwert $g(\lambda_0, u_0, v_0)$, der im Rekonstruktionsfenster liegt, ein Komplementärmesswert $g_c(\lambda_0, u_0, v_0)$ mit Hilfe von redundanten Daten, also mit Messwerten, die außerhalb des Rekonstruktionsfensters liegen, ermittelt, wodurch das Signal-Rausch-Verhältnis verbessert und die Bewegungsartefakte reduziert werden. Dabei wird der dem Messwert $g(\lambda_0, u_0, v_0)$ zugeordnete Strahl im Folgenden direkter Strahl genannt.

- In anderen Ausführungsformen kann auch nur für einen Teil der akquirierten Messwerte, die im Rekonstruktionsfenster liegen, jeweils ein Komplementärmesswert bestimmt werden. Insbesondere wäre es möglich, nur für diejenigen Messwerte einen Komplementärmesswert zu bestimmen, die in Randbereichen des Rekonstruktionsfensters liegen.
- Ein Komplementärmesswert ist durch den Verlauf des dazugehörigen Komplementärstrahles definiert. Ein Komplementärstrahl verläuft entgegengesetzt parallel zu dem dazugehörigen direkten Strahl. Zur Ermittlung des dem Komplementärstrahl zugeordneten Komplementärmesswertes kann eine Konsistenzbedingung verwendet werden. Die Konsistenzbedingung, die in diesem Ausführungsbeispiel zur Ermittlung des zum Komplementärstrahl gehörenden Komplementärmesswertes verwendet wird, ist die in „Partial Differential Equations“, F. John, Applied Mathematical Sciences, Springer-Verlag, 1971 veröffentlichte allgemein mit Johns-Gleichung bezeichnete Gleichung, die in US 6,292,526 B1 für helixförmige Trajektorien angepasst worden ist.
- Erfindungsgemäß ist jedes Verfahren zur Bestimmung eines Komplementärmesswertes, insbesondere jede Konsistenzbedingung, anwendbar, das es ermöglicht, zu einem entgegengesetzt parallel zum direkten Strahl verlaufenden Komplementärstrahl einen Komplementärmesswert zumindest näherungsweise unter Berücksichtigung von redundanten Messwerten zu ermitteln.

Zum Ermitteln des jeweiligen Komplementärmesswertes $g_c(\lambda_0, u_0, v_0)$ wird zunächst im Schritt 105 aus den akquirierten Messwerten ein Näherungsmesswert $g(\lambda_1, u_1, \tilde{v}_1)$ bestimmt, dessen zugeordneter Näherungsstrahl 31 näherungsweise gleich verläuft wie der Komplementärstrahl (siehe Fig. 6). Dieser Näherungsstrahl geht von der

- 5 Winkelposition λ_1 aus und trifft auf den planaren Detektor 60 auf die Stelle (u_1, \tilde{v}_1) .

Die Winkelposition des Näherungsstrahles ist durch

$$\lambda_1 = \begin{cases} \lambda_0 + \pi - 2\beta & \text{für } v_0 > 0 \\ \lambda_0 - \pi - 2\beta & \text{für } v_0 < 0 \end{cases} \quad (3)$$

10

definiert. Hierbei ist β der Fächerwinkel des direkten Strahles, d.h., der Winkel, den der direkte Strahl mit einem Strahl einschließt, der den planaren Detektor 60 in Fig. 5 mittig schneidet. Die Winkelposition λ_1 ist die Winkelposition, an der der direkte Strahl, der von der Strahlenquellenposition $y(\lambda_0)$ ausgehend auf den planaren Detektor auf die

- 15 Stelle (u_0, v_0) trifft, erstmals die Helix 17 berührt, wenn er parallel zur Rotationsachse 14 verschoben wird.

Für die u -Koordinate des Näherungsstrahles auf dem planaren Detektors 60 gilt:

20

$$u_1 = -u_0. \quad (4)$$

Die v -Koordinate wird wie folgt ermittelt. Durch $\lambda = \lambda_1$ und $u = u_1$ ist ein Strahlenfächer definiert, der von der Winkelposition λ_1 auf der Helix 17 ausgeht und auf alle Detektorelemente trifft, für die $u = u_1$ gilt. Für jeden Strahl dieses Strahlenfächers wird
25 der jeweilige Schnittpunkt mit dem direkten Strahl 33 ermittelt. Der Näherungsstrahl 31 ist dann derjenige Strahl des Strahlenfächers, dessen Schnittpunkt am nächsten an der Rotationsachse 14 liegt. Dieser Näherungsstrahl trifft auf dem planaren Detektor auf die Stelle (u_1, \tilde{v}_1) mit

$$\tilde{v}_1 = \begin{cases} \frac{\sqrt{u_1^2 + R^2}}{R} \left[h(2\beta - \pi) \left(\frac{1}{2\cos\beta} - \frac{\sqrt{u_1^2 + R^2}}{R} \right) - 2v_0 \cos\beta \right] & \text{für } v_0 > 0 \\ \frac{\sqrt{u_1^2 + R^2}}{R} \left[h(2\beta + \pi) \left(\frac{1}{2\cos\beta} - \frac{\sqrt{u_1^2 + R^2}}{R} \right) - 2v_0 \cos\beta \right] & \text{für } v_0 < 0 \end{cases} \quad (5)$$

Im Schritt 107 wird der Verlauf des Komplementärstrahles ermittelt. Der Komplementärstrahl verläuft, wie oben bereits erwähnt, entgegengesetzt parallel zum direkten

- 5 Strahl 33. Der direkte Strahl 33 trifft die Zylinderoberfläche 35, die durch die helixförmige Trajektorie 17 definiert ist, an einer Stelle

$$z = z_0 = h\lambda_0 + v_0 \frac{2R \cos\beta}{\sqrt{u_1^2 + R^2}}. \quad (6)$$

- 10 Die Strahlenquelle S befand sich während der Akquisition des Näherungsmesswertes an der Stelle

$$z = z_1 = h\lambda_1 = \begin{cases} h(\lambda_0 + \pi - 2\beta) & \text{für } v_0 > 0 \\ h(\lambda_0 - \pi - 2\beta) & \text{für } v_0 < 0 \end{cases} \quad (7)$$

- 15 Daher muss, um einen Komplementärstrahl zu erhalten, die Strahlenquellenposition z_1 zur Position z_0 „verschoben“ werden. Sie muss also um

$$\Delta\varsigma = z_1 - z_0 = \begin{cases} h(+\pi - 2\beta) - v_0 \frac{2R \cos\beta}{\sqrt{u_1^2 + R^2}} & \text{für } v_0 > 0 \\ h(-\pi - 2\beta) - v_0 \frac{2R \cos\beta}{\sqrt{u_1^2 + R^2}} & \text{für } v_0 < 0 \end{cases} \quad (8)$$

- 20 verschoben werden. Die Position der Strahlenquelle für den Komplementärstrahl ist also die um $\Delta\varsigma$ entlang der Rotationsachse verschobene, durch die Winkelposition λ_1 auf der Helix 17 definierte Strahlenquellenposition.

Der Komplementärstrahl, der von der um $\Delta\zeta$ verschobenen Strahlenquellenposition des Näherungsstrahles ausgeht, muss die Zylinderoberfläche an der z-Position treffen, von der der dazugehörige direkte Strahl ausgeht. Dies ergibt folgende Bestimmungsgleichung für die Koordinate ν_1 des Komplementärstrahles:

5

$$h\lambda_0 = h\lambda_1 + \nu_1 \frac{2R \cos \beta}{\sqrt{u_1^2 + R^2}}. \quad (9)$$

Daraus folgt durch Einsetzen von Gleichung (3)

$$\nu_1 = \begin{cases} h(2\beta - \pi) \frac{\sqrt{u_1^2 + R^2}}{2R \cos \beta} & \text{für } \nu_0 > 0 \\ h(2\beta + \pi) \frac{\sqrt{u_1^2 + R^2}}{2R \cos \beta} & \text{für } \nu_0 < 0 \end{cases} \quad (10)$$

10

Daher ergibt sich der Komplementärstrahl aus dem Näherungsstrahl durch Verschieben der Strahlenquelle um $\Delta\zeta$ entlang der Rotationsachse und durch Verschieben des Auftreffortes des Strahles auf dem Detektor um

15

$$\Delta\nu = \nu_1 - \tilde{\nu}_1 = -\Delta\zeta \frac{R^2 + u_1^2}{R^2}. \quad (11)$$

Die u-Koordinate des Komplementärstrahles ist gleich der entsprechenden Koordinate des Näherungsstrahles.

20 Nachdem der Verlauf des Komplementärstrahles für einen direkten Strahl bekannt ist, kann der dem Komplementärstrahl zugeordnete Komplementärmesswert im Schritt 109 bestimmt werden. Wenn der Komplementärmesswert akquiriert worden ist, kann der akquirierte Messwert als Komplementärmesswert verwendet werden. Dies ist aber in der Regel nicht der Fall, da meistens die Strahlenquellenposition des Komplementärstrahles nicht auf der Helix 17 liegt.

25

Aus „Improved 2D rebinning of helical cone-beam CT data using John's equation“, Defrise, Noo, Kudo, M10-74 in 2002 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, guest editor Scott Metzler, 10-16 November, Norfolk, Virginia, USA, ISBN 0-7803-7637-4 ist bekannt, dass mit Hilfe von Johns-Gleichung ein zu den gemessenen Werten in guter Näherung konsistenter Komplementärmesswert durch Addition eines Korrekturmesswertes auf den Näherungsmesswert berechnet werden kann. Der Korrekturmesswert $\Delta g(\lambda_1, u_1, \tilde{v}_1)$ ist durch folgende Gleichung gegeben:

$$10 \quad \Delta g(\lambda_1, u_1, \tilde{v}_1) = \frac{\Delta \zeta}{R} \int_{-\infty}^{u_1} du' \left(\frac{\partial g(\lambda, u, v)}{\partial \lambda \partial v} + \frac{Ru'v - h(R^2 + u'^2)}{R^2} \frac{\partial g(\lambda, u, v)}{\partial^2 v} \right) \Bigg|_{\lambda=\lambda_1, v=\tilde{v}_1} \quad (12)$$

Zur Ermittlung des Korrekturmesswertes anhand Gleichung (12) können erfindungsgemäß alle oder nur ein Teil der akquirierten Messwerte herangezogen werden. In diesem Ausführungsbeispiel werden ausschließlich Messwerte verwendet, deren zugeordnete Strahlen von Strahlenquellenpositionen $y(\lambda)$ ausgehen, die auf der Helix 17 in der Nähe der Strahlenquellenposition $y(\lambda_1)$ des Näherungsstrahls angeordnet sind. Das heißt, es werden nur Messwerte verwendet, deren zugeordnete Strahlenquellenpositionen im Bereich $y(\lambda)$ mit $\lambda_1 - \Delta_\lambda < \lambda < \lambda_1 + \Delta_\lambda$ liegen. Hierbei ist Δ_λ so gewählt, dass zehn unterschiedliche Strahlenquellenpositionen $y(\lambda)$ berücksichtigt werden. In anderen Ausführungsformen kann eine andere Anzahl an Strahlenquellenpositionen und damit an Messwerten verwendet werden.

Der Bereich Δ_λ wird mindestens so groß gewählt, dass redundante Messwerte zumindest zu einigen Komplementärmesswerten beitragen. Diese Bedingung ist allerdings in der Regel schon dadurch erfüllt, dass der Näherungsmesswert selber redundant ist.

Zur Ermittlung des Korrekturmesswertes werden gemäß Gleichung (12) zunächst alle Messwerte, deren zugeordnete Strahlen von den Strahlenquellenpositionen ausgehen, die in dem oben genannten Bereich liegen, zum Erzeugen eines ersten Ableitungsdaten-

satzes partiell nach der Winkelposition λ und der v -Koordinate abgeleitet. Diese und auch die folgenden Ableitungen können bspw. mit der Methode der finiten Differenzen durchgeführt werden. Außerdem werden die ursprünglichen, also die nicht abgeleiteten Messwerte, deren zugeordnete Strahlen von Strahlenquellenpositionen ausgehen, die in dem oben genannten Bereich liegen, zum Erzeugen eines zweiten Ableitungsdatensatzes zweimal partiell nach v abgeleitet.

Die Messwerte des zweiten Ableitungsdatensatzes werden dann mit einem Wichtungsfaktor multipliziert, der quadratisch in u und linear in v ist. In diesem Ausführungsbeispiel ist dieser Wichtungsfaktor gleich

$$\frac{Ruv - h(R^2 + u^2)}{R^2} \quad (13)$$

Als nächstes werden die Messwerte des ersten und zweiten Ableitungsdatensatzes zu einem Satz von Messwerten addiert, und diejenigen resultierenden Werte, deren zugeordnete Strahlen von der Winkelposition λ_1 ausgehen, auf die Detektorzeile \tilde{v}_1 und auf Spalten treffen, deren Koordinate u kleiner gleich u_1 ist, werden aufaddiert.

Schließlich wird die resultierende Summe mit einem Faktor multipliziert, der proportional zu $\Delta\zeta$ und umgekehrt proportional zu R ist. Bevorzugt wird die Summe mit $\Delta\zeta/R$ multipliziert. Die mit dem Faktor multiplizierte Summe ist der Korrekturmesswert für den Näherungsmesswert $g(\lambda_1, u_1, \tilde{v}_1)$ bzw. für den Messwert $g(\lambda_0, u_0, v_0)$ des direkten Strahls.

Nach Berechnung des Korrekturmesswert kann der Komplementärmesswert $g_c(\lambda_0, u_0, v_0)$ zum Messwert $g(\lambda_0, u_0, v_0)$ gemäß

$$g_c(\lambda_0, u_0, v_0) = g(\lambda_1, u_1, \tilde{v}_1) + \Delta g(\lambda_1, u_1, \tilde{v}_1) \quad (14)$$

durch Addition des Korrekturmesswertes auf den Näherungsmesswert bestimmt werden.

Nachdem die Schritte 105 bis 109 für alle Messwerte $g(\lambda_0, u_0, v_0)$ durchgeführt worden sind, die im PI-Fenster liegen, sind zwei Sätze von Messwerten vorhanden, der im Schritt 103 akquirierte und der dazu komplementäre Datensatz.

5

- Im Schritt 111 wird jeder Messwert, für den ein Komplementärmeßwert ermittelt worden ist, durch eine Summe auf gewichtetem Komplementärmeßwert und dazugehörigem Messwert ersetzt. Dazu wird der jeweilige Messwert auf den dazugehörigen Komplementärmeßwert addiert, wobei vor der Addition jeder Wert mit einem Wichtungsfaktor multipliziert wird. Ist der Komplementärmeßwert akquiriert worden, so werden dieser Komplementärmeßwert und der dazugehörige Messwert gleich gewichtet, insbesondere jeweils mit 0.5 multipliziert. Ist der Komplementärmeßwert mit Hilfe einer Konsistenzbedingung ermittelt worden, bspw. mit Johns-Gleichung, so wird der Komplementärmeßwert mit einem kleineren Wichtungsfaktor multipliziert als der dazugehörige Messwert. So kann der Messwert z.B. mit 0.9 oder 0.8 multipliziert werden, während der Komplementärmeßwert mit 0.1 oder 0.2 multipliziert wird. In diesem Ausführungsbeispiel ist die Summe der Wichtungsfaktoren für ein Messwert-Komplementärmeßwert-Paar gleich 1.
- 10
- 20 Im folgenden Schritt 113 wird ein CT-Bild, in diesem Ausführungsbeispiel die Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich, aus den in den vorherigen Schritten ermittelten Messwerten, die im PI-Fenster liegen, also insbesondere aus den durch Addition von gewichteten Komplementärmeßwerten und dazugehörigen Messwerten erzeugten Messwerten, mit einem exakten Verfahren rekonstruiert. Die einzelnen
- 25 Rekonstruktionsschritte sind in Fig. 7 dargestellt.

- In anderen Ausführungsformen könnte auch nur für einen Teil der Messwerte, die in einem Rekonstruktionsfenster liegen, ein Komplementärmeßwert ermittelt worden sein. Dann würden zur Rekonstruktion zum einen die im Rekonstruktionsfenster
- 30 liegenden, durch eine Addition von gewichtetem Komplementärmeßwert und

gewichtetem Messwert erzeugten Messwerte und zum anderen, falls für einige im Rekonstruktionsfenster liegenden Messwerte kein Komplementärmeßwert ermittelt worden ist, der jeweilige akquirierte Messwert verwendet werden.

- 5 Zum Verständnis der exakten Rekonstruktion wird zunächst folgende Gleichung aus E1 zitiert:

$$f(\mathbf{x}) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_{I_{PI}(\mathbf{x})} d\mathbf{s} \frac{1}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}(\lambda)|} \int_{-\pi}^{\pi} \frac{d\gamma}{\sin\gamma} \frac{\partial}{\partial q} D_f(\mathbf{y}(q), \Theta(s, \mathbf{x}, \gamma)) \Big|_{q=\lambda} \quad (15)$$

- 10 Diese Gleichung beschreibt eine exakte Rekonstruktion der Absorption durch Rückprojektion der Messwerte. Hier bezeichnet $f(\mathbf{x})$ die räumliche Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich an der Stelle \mathbf{x} .

Der Messwert $D_f(\mathbf{y}, \Theta)$ lässt sich durch folgendes Linienintegral beschreiben:

$$15 \quad D_f(\mathbf{y}(\lambda), \Theta) = \int_0^{\infty} dl f(\mathbf{y} + l\Theta) \quad (16)$$

Der Einheitsvektor Θ gibt hierbei die Richtung des zum Messwert gehörenden Strahles an.

- Im Schritt 201 werden die Messwerte gemäß Gleichung (15) partiell nach q , d.h. nach
 20 der Winkelposition der Strahlenquelle an der Stelle $q = \lambda$ abgeleitet. Dabei ist zu beachten, dass nur \mathbf{y} von q abhängt und nicht Θ , so dass für die Ableitung jeweils Messwerte von parallelen Strahlen berücksichtigt werden müssen. Da parallele Strahlen den gleichen Kegelwinkel aufweisen, treffen bei dem hier verwendeten fokus-zentrierten Detektor 16, wie in Fig. 8 dargestellt, die parallelen Strahlen 51 auf die gleiche Detektorzeile 53. Hierbei ist der Kegelwinkel eines Strahles der Winkel, den dieser Strahl mit
 25 einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene einschließt. Zum partiellen Ableiten können die Messwerte zunächst umsortiert werden. Dazu werden Messwerte, die zu

parallelen Strahlen gehören, also zu derselben Detektorzeile 53 aber zu unterschiedlichen Winkelpositionen $\lambda_a, \lambda_b, \lambda_c$ der Strahlenquelle, jeweils zu einer Menge zusammengefasst. Die Messwerte jeder Menge werden z. B. numerisch mit der bekannten Methode der finiten Differenzen nach der Winkelposition der Strahlenquelle
5 abgeleitet.

Der Einheitsvektor Θ hängt vom κ -Winkel γ ab, der mit Hilfe sogenannter κ -Ebenen
55 beschrieben werden kann (siehe Fig. 9). Die κ -Ebenen 55 werden im Folgenden erläutert.

10

Zur Bestimmung einer κ -Ebene 55 wird eine Funktion

$$\lambda_1(\lambda, \lambda_2) = \begin{cases} \frac{m\lambda_2 + (n-m)\lambda}{n}, & \lambda \leq \lambda_2 < \lambda + 2\pi \\ \frac{m\lambda + (n-m)\lambda_2}{n}, & \lambda > \lambda_2 > \lambda - 2\pi \end{cases} \quad (17)$$

eingeführt, die von nicht-negativen, ganzzahligen Werten n und m , $n > m$, abhängt. In
15 diesem Ausführungsbeispiel wird $n = 2$ und $m = 1$ gewählt. Es könnten aber auch andere Werte n, m gewählt werden. Die Gleichung (15) würde trotzdem exakt bleiben, nur die Lage der κ -Ebenen 55 würde sich ändern. Des weiteren werden die Vektorfunktion

20

$$\mathbf{u}(\lambda, \lambda_2) = \begin{cases} \frac{[\mathbf{y}(\lambda_1(\lambda, \lambda_2)) - \mathbf{y}(\lambda)] \times [\mathbf{y}(\lambda_2) - \mathbf{y}(\lambda)]}{[\mathbf{y}(\lambda_1(\lambda, \lambda_2)) - \mathbf{y}(\lambda)] \times [\mathbf{y}(\lambda_2) - \mathbf{y}(\lambda)]} \cdot \text{sgn}(\lambda_2 - \lambda), & 0 < |\lambda_2 - \lambda| \\ \frac{\dot{\mathbf{y}}(\lambda) \times \ddot{\mathbf{y}}(\lambda)}{|\dot{\mathbf{y}}(\lambda) \times \ddot{\mathbf{y}}(\lambda)|}, & \lambda_2 = \lambda \end{cases} \quad (18)$$

und der Einheitsvektor

$$\beta(\lambda, \mathbf{x}) = \frac{\mathbf{x} - \mathbf{y}(\lambda)}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}(\lambda)|} \quad (19)$$

5 definiert. Der Vektor β zeigt von der Strahlenquellenposition $\mathbf{y}(\lambda)$ zur Position \mathbf{x} . Zur Bestimmung der κ -Ebene wird nun ein Wert $\lambda_2 \in I_{PI}(\mathbf{x})$ gewählt, so dass $\mathbf{y}(\lambda_1)$, $\mathbf{y}(\lambda_2)$ und \mathbf{x} in einer Ebene liegen. Diese Ebene wird als κ -Ebene 55 und die Schnittlinie zwischen der κ -Ebene 55 und der Detektorfläche 74 wird als κ -Linie 57 bezeichnet. Der Detektor 74 ist in Fig. 9 durch zwei aufeinander folgende Windungen
10 der helixförmigen Trajektorie 17 begrenzt und weist die Krümmung der Helix 17 auf. Dieser Detektor wurde hier als Beispiel zur Veranschaulichung genutzt. Für andere Detektoren, wie den fokus-zentrierten oder den planaren Detektor, können entsprechende Schnittlinien 57 bestimmt werden. In Fig. 9 ist ein fächerförmiger Teil einer κ -Ebene dargestellt. Die Ränder des Fächers treffen sich am Strahlenquellenort. Diese Definition
15 der κ -Ebene 55 ist äquivalent zur Lösung der Gleichung

$$(\mathbf{x} - \mathbf{y}(\lambda)) \cdot \mathbf{u}(\lambda, \lambda_2) = 0, \quad \lambda_2 \in I_{PI}(\mathbf{x}) \quad (20)$$

nach λ_2 . Damit ist \mathbf{u} der Normalenvektor der κ -Ebene 55. Zur Bestimmung der
20 Vektorfunktion $\Theta(\lambda, \mathbf{x}, \gamma)$ wird der Vektor

$$\mathbf{e}(\lambda, \mathbf{x}) = \beta(\lambda, \mathbf{x}) \times \mathbf{u}(\lambda, \mathbf{x}) \quad (21)$$

definiert. Mit den Definitionen für β und \mathbf{e} kann nun die Vektorfunktion $\Theta(\lambda, \mathbf{x}, \gamma)$ wie
25 folgt angegeben werden:

$$\Theta(\lambda, \mathbf{x}, \gamma) = \cos \gamma \cdot \beta(\lambda, \mathbf{x}) + \sin \gamma \cdot \mathbf{e}(\lambda, \mathbf{x}) \quad (22)$$

Da beide Vektoren, β und e , senkrecht zu u orientiert sind, gibt der κ -Winkel γ die Richtung des Vektors Θ und damit die Richtung eines Strahls, innerhalb einer κ -Ebene an.

5

Die κ -Ebenen und κ -Linien sind im Einzelnen in E1 beschrieben, worauf hiermit Bezug genommen wird.

- Im Schritt 203 werden gemäß Gleichung (15) die abgeleiteten Messwerte entlang von κ -
- 10 Linien mit einem Wichtungsfaktor multipliziert, der mit zunehmendem Sinus des κ -Winkels γ abnimmt und insbesondere gleich dem Kehrwert des Sinus des κ -Winkels ist, und aufaddiert. Dazu wird für jede Stelle x im Untersuchungsbereich und für jede Strahlenquellenposition λ eine κ -Linie bestimmt, wobei, wie oben erläutert, ein Wert $\lambda_2 \in I_{PI}(x)$ so ausgewählt wird, dass $y(\lambda)$, $y(\lambda_1\lambda_2)$, $y(\lambda_2)$ und x in einer Ebene liegen,
- 15 der κ -Ebene. Die κ -Linie wird dann als Schnittlinie zwischen der κ -Ebene und der Detektorfläche ermittelt. Die Multiplikationen mit dem Wichtungsfaktor und die Integrationen bzw. Additionen können beispielsweise mit Hilfe einer Fouriertransformation durchgeführt werden.

- 20 Die abgeleiteten und integrierten Messwerte lassen sich durch folgende Gleichung darstellen:

$$p(y(\lambda), \Phi(\lambda, x)) = \int_{-\pi}^{\pi} \frac{d\gamma}{\sin \gamma} \frac{\partial}{\partial q} D_f(y(q), \Theta(\lambda, x, \gamma)) \big|_{q=\lambda} \quad (23)$$

- Hier bezeichnen $p(y(\lambda), \Phi(\lambda, x))$ die abgeleiteten und integrierten Messwerte und
- 25 $\Phi(\lambda, x)$ einen Einheitsvektor, der von der Strahlenquellenposition $y(\lambda)$ in Richtung der Stelle x im Untersuchungsbereich zeigt.

Der noch fehlende Integrationsschritt in Gleichung (15) bzw. die Rückprojektion der Messwerte kann nun durch folgende Gleichung beschrieben werden:

$$f(\mathbf{x}) = -\frac{1}{2\pi^2} \int_{\Gamma(\mathbf{x})} d\lambda \frac{1}{|\mathbf{x} - \mathbf{y}(\lambda)|} p(\mathbf{y}(\lambda), \Phi(\lambda, \mathbf{x})) \quad (24)$$

5 Vor der Rückprojektion kann im Schritt 207 ein Rebinning der Messwerte erfolgen. Durch das Rebinning werden die Messwerte so umsortiert und uminterpoliert, als wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer ausgedehnten, auf einem Teil einer Helix angeordneten Strahlenquelle, die jeweils zueinander parallele Strahlenfächer emittieren
10 kann) gemessen worden.

Dies wird anhand von Fig. 10 näher erläutert. Mit 17 ist dabei die helixförmige Trajektorie bezeichnet, von der aus die Strahlenquelle den Untersuchungsbereich durchstrahlt. Mit 43 ist ein fächerförmiges Strahlenbündel bezeichnet, dass von der Strahlenquellenposition S_0 ausgeht und dessen Strahlen in einer die Rotationsachse 14 enthaltenden
15 Ebene verlaufen. Man kann sich das kegelförmige Strahlenbündel, das von der Strahlenquelle in der Position S_0 emittiert wird, aus einer Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zusammengesetzt denken, die sich in zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen befinden und sich in der Strahlenquellenposition S_0 schneiden. Fig. 10 zeigt von diesen Strahlenfächern nur einen einzigen, nämlich den Strahlenfächer 43.

20 Außerdem sind in Fig. 10 noch weitere Strahlenfächer 41, 42 und 44, 45 dargestellt, die parallel zu dem Strahlenfächer 43 sind und in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen liegen. Die zugehörigen Strahlenquellenpositionen S_{-2} , S_{-1} und S_1 , S_2 werden von der Strahlenquelle S eingenommen, bevor bzw. nachdem sie die
25 Strahlenquellenposition S_0 erreicht hat. Alle Strahlen in den Strahlenfächern 41 bis 45 haben denselben Projektionswinkel. Die Strahlenfächer 41 bis 45 definieren ein Strahlenbündel 70 mit einer zeltartigen Form.

Die nach dem Rebinning ermittelten Messwerte werden anschließend zur Rekonstruktion der Absorptionsverteilung im Untersuchungsbereich durch eine Rückprojektion, in diesem Ausführungsbeispiel gemäß Gleichung (23), herangezogen.

- 5 Dazu wird im Schritt 209 ein Voxel $V(\mathbf{x})$ innerhalb eines vorgebbaren Bereiches (field of view – FOV) im Untersuchungsbereich und ein PI-Intervall $I_{PI}(\mathbf{x})$ für diesen Voxel bestimmt. Dann wird im Schritt 211 eine Winkelposition λ innerhalb des Intervalls $I_{PI}(\mathbf{x})$ vorgegeben. Im Schritt 213 wird geprüft, ob für die Winkelposition λ ein Messwert vorhanden ist, dessen Strahl durch die Mitte des Voxels $V(\mathbf{x})$ verläuft. Kann
- 10 ein solcher Strahl nicht gefunden werden, so wird ermittelt, an welcher Stelle ein mittiger Strahl auf die Detektorfläche getroffen wäre. Der dazugehörige Messwert wird dann durch Interpolation der Messwerte von benachbarten Strahlen berechnet. Der Messwert, der dem den Voxel passierenden Strahl zugeordnet werden kann, bzw. der durch Interpolation gewonnene Messwert wird im Schritt 214 mit einem Wichtungs-
- 15 faktor multipliziert, der mit zunehmenden Abstand der Strahlenquelle $\mathbf{y}(\lambda)$ von dem zu rekonstruierenden Ort \mathbf{x} im Untersuchungsbereich kleiner wird. In dieser Ausführungsform ist dieser Wichtungsfaktor gemäß Gleichung (24) gleich $1/|\mathbf{x} - \mathbf{y}(\lambda)|$. Im Schritt 215 wird der gewichtete Messwert auf den Voxel $V(\mathbf{x})$ akkumuliert. Im Schritt 217 wird geprüft, ob alle Winkelpositionen λ im Intervall $I_{PI}(\mathbf{x})$ betrachtet worden sind. Ist
- 20 dies nicht der Fall, so verzweigt das Ablaufdiagramm zum Schritt 211. Ansonsten wird im Schritt 219 geprüft, ob alle Voxel $V(\mathbf{x})$ im FOV durchlaufen sind. Ist dies nicht der Fall, so wird mit Schritt 209 fortgefahren. Wenn dagegen alle Voxel $V(\mathbf{x})$ im FOV durchlaufen sind, so ist die Absorption im gesamten FOV und damit das CT-Bild ermittelt worden, und die exakte Rekonstruktion des CT-Bildes ist im Schritt 221
- 25 beendet.

Wie oben bereits erwähnt, kann sich die Strahlenquelle in anderen Ausführungsformen relativ zum Untersuchungsbereich auch auf einer kreisförmigen Trajektorie bewegen. Wenn in einem solchen Fall zur Rekonstruktion eines CT-Bildes nur Messwerte

verwendet werden, die in einem Rekonstruktionsfenster liegen, so können auch hier zumindest für einige Messwerte Komplementärmesswerte insbesondere mit Johns-Gleichung ermittelt werden. Aus einem Messwert-Komplementärmesswert-Paar kann, wie oben für die helixförmige Trajektorie beschrieben, ein Summe gebildet werden, die

5 den Messwert im akquirierten Datensatz ersetzt. Aus den so erzeugten Daten kann schließlich mit bekannten Rekonstruktionsverfahren ein CT-Bild rekonstruiert wird.

Ein Computertomographie-Verfahren, bei dem sich die Strahlenquelle relativ zum Untersuchungsbereich auf einer kreisförmigen Trajektorie bewegt und ausschließlich

10 Messwerte verwendet werden, die in einem Rekonstruktionsfenster liegen, ist bspw. aus „A fast and efficient method for sequential cone-beam CT“, Koehler, Proksa, Grass, Medical Physics, vol. 28, no. 11, pp. 2318-2327 bekannt.

BEZUGSZEICHENLISTE

	α_{\max}	Öffnungswinkel
	$\lambda, \lambda_1, \lambda_2, \lambda_a, \lambda_b, \lambda_o$	Winkelpositionen der Strahlenquelle auf der helixförmigen
5		Trajektorie
	Δz	Verschiebung in z-Richtung
	Δv	Verschiebung in v-Richtung
	\mathbf{x}	Stelle im Untersuchungsbereich
	$I_{PI}(\mathbf{x})$	Helixabschnitt
10	S	Strahlenquelle
	$S_{-2}, S_{-1}, S_0, S_1, S_2$	Strahlenquellenpositionen
	1	Gantry
	2, 5	Motor
15	3	Kollimatoranordnung
	4	Strahlenbündel
	7	Steuereinheit
	10	Bildverarbeitungsrechner
	11	Monitor
20	13	Untersuchungsbereich
	14	Rotationsachse
	16	Detektoreinheit
	17	helixförmige Trajektorie
	21, 23	PI-Linien
25	25	PI-Fenster
	31	Näherungsstrahl
	33	direkter Strahl
	35	Zylinderoberfläche
	37	PI-Gerade
30	41, 42, 43, 44, 45	zueinander parallele Strahlenfächer
	51	parallele Strahlen
	53	Detektorzeile
	55	κ -Ebene
	57	κ -Linie
35	60	planarer Detektor
	70	Strahlenbündel
	74	Detektorfläche

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) und ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit einer Strahlenquelle (S),
- 5 b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) andererseits, die mindestens eine Rotationsbewegung um eine Rotationsachse (14) umfasst und insbesondere die Form einer Helix (17) oder eines Kreises hat,
- c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) 10 jenseits des Untersuchungsbereichs (13) abhängen, mit einer Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung,
- d) Ermitteln von jeweils einem Komplementärmeßwert für zumindest einige der in Schritt c) akquirierten und in einem Rekonstruktionsfenster (25) liegenden 15 Messwerte mit Hilfe von redundanten Messwerten, wobei die dem jeweiligen Messwert und dem dazugehörigen Komplementärmeßwert zugeordneten Strahlen entgegengesetzt zueinander orientiert sind,
- e) Ersetzen jedes Messwertes, für den in Schritt d) ein Komplementärmeßwert ermittelt worden ist, durch eine Summe aus gewichtetem Messwert und gewichtetem Komplementärmeßwert,
- 20 f) Rekonstruieren eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs (13) aus den im Rekonstruktionsfenster (25) liegenden Messwerten.

2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,

- 5 dass, wenn ein Strahl, der einem Komplementärmeßwert nach Schritt d) zugeordnet ist, gleich einem Strahl, der einem im Schritt c) akquirierten Meßwert zugeordnet ist, verläuft, der Komplementärmeßwert gleich diesem Meßwert gesetzt wird, und dass, wenn ein Strahl, der einem Komplementärmeßwert nach Schritt d) zugeordnet ist, nicht
10 gleich einem der Strahlen, die den im Schritt c) akquirierten Meßwerten zugeordnet sind, verläuft, dieser Komplementärmeßwert mit Hilfe von Johns-Gleichung ermittelt wird.

3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,

- 15 dass vor der Addition im Schritt e) der Komplementärmeßwert und der dazugehörige Meßwert mit jeweils einem Wichtungsfaktor multipliziert werden, wobei die Wichtungsfaktoren für einen Komplementärmeßwert und einen dazugehörigen Meßwert gleich sind, wenn der Strahl, der dem Komplementärmeßwert nach Schritt d) zugeordnet ist, gleich einem der Strahlen, die den im Schritt c) akquirierten Meßwerten
20 zugeordnet sind, verläuft, und der Wichtungsfaktor für einen Meßwert größer ist als der Wichtungsfaktor eines dazugehörigen Komplementärmeßwerts, wenn der Strahl, der dem Komplementärmeßwert nach Schritt d) zugeordnet ist, nicht gleich einem der Strahlen, die den im Schritt c) akquirierten Meßwerten zugeordnet sind, verläuft.

4. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

dass im Schritt b) die Relativbewegung die Form einer Helix (17) hat und dass das Rekonstruieren eines CT-Bildes im Schritt f) folgende Schritte aufweist:

- 5 - partielles Ableiten von Messwerten, denen parallele Strahlen (51) mit unterschiedlichen Strahlenquellenpositionen ($\lambda_a, \lambda_b, \lambda_c$) zugeordnet sind, nach einer dem jeweiligen Messwert zugeordneten Winkelposition der Strahlenquelle (S) auf der Helix (17),
- Filtern der abgeleiteten Messwerte entlang von κ -Linien (57),
- 10 - Rekonstruktion des CT-Bildes durch Rückprojektion derjenigen gefilterten Messwerte, die in einem PI-Fenster (25) liegen.

5. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 4,

dadurch gekennzeichnet,

15 dass das Filtern eines Messwertes folgende Schritte aufweist:

- Bestimmen einer κ -Linie (57) für den Messwert,
- Multiplizieren derjenigen Messwerte, die auf der κ -Linie (57) liegen mit jeweils einem Wichtungsfaktor, der mit dem Kehrwert des Sinus des κ -Winkels zunimmt, insbesondere gleich diesem Kehrwert ist,
- 20 - Aufaddieren der auf der κ -Linie (57) liegenden, gewichteten Messwerte, wobei die resultierende Summe der gefilterte Messwert ist.

6. Computertomograph mit

- einer Strahlenquelle (S) zum Erzeugen eines kegelförmigen einen
- 25 Untersuchungsbereich (13) und ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (41),
- einer Antriebsanordnung (2,5), um ein im Untersuchungsbereich (13) enthaltenes Objekt und die Strahlenquelle (S) relativ zueinander um eine Rotationsachse (14) rotieren und sich parallel zur Rotationsachse (14)
- 30 verschieben lassen zu können,

- einer mit der Strahlenquelle (S) gekoppelten Detektoreinheit (16), die eine Detektorfläche aufweist, zur Akquisition von Messwerten,
- einer Rekonstruktionseinheit (10) zur Rekonstruktion des CT-Bildes innerhalb des Untersuchungsbereichs aus den von der Detektoreinheit (16) akquirierten Messwerten,
- einer Steuereinheit (7) zur Steuerung der Strahlenquelle (S), der Detektoreinheit (16), der Antriebsanordnung (2,5) und der Rekonstruktionseinheit (10) entsprechend den folgenden Schritten:
 - a) Erzeugen eines kegelförmigen, den Untersuchungsbereich (13) und das darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit der Strahlenquelle (S),
 - b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) andererseits, die mindestens eine Rotationsbewegung um die Rotationsachse (14) umfasst und insbesondere die Form einer Helix (17) oder eines Kreises hat,
 - c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Untersuchungsbereichs (13) abhängen, mit der Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung,
 - d) Ermitteln von jeweils einem Komplementärmeßwert für zumindest einige der in Schritt c) akquirierten und in einem Rekonstruktionsfenster (25) liegenden Messwerte mit Hilfe von redundanten Messwerten, wobei die dem jeweiligen Messwert und dem dazugehörigen Komplementärmeßwert zugeordneten Strahlen entgegengesetzt zueinander orientiert sind,
 - e) Ersetzen jedes Messwertes, für den in Schritt d) ein Komplementärmeßwert ermittelt worden ist, durch eine Summe aus gewichtetem Messwert und gewichtetem Komplementärmeßwert,
 - f) Rekonstruieren eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs (13) aus den im Rekonstruktionsfenster (25) liegenden Messwerten.

7. Computerprogramm für eine Steuereinheit (7) zur Steuerung einer Strahlenquelle (S), einer Detektoreinheit (16), einer Antriebsanordnung (2,5) und einer Rekonstruktions-einheit (10) eines Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens nach

5 Anspruch 1 gemäß folgendem Ablauf:

- a) Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich (13) und ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels (4) mit der Strahlenquelle (S),
- 10 b) Erzeugen einer Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle (S) einerseits und dem Untersuchungsbereich (13) andererseits, die mindestens eine Rotationsbewegung um eine Rotationsachse (14) umfasst und insbesondere die Form einer Helix (17) oder eines Kreises hat,
- 15 c) Akquirieren von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel (4) jenseits des Untersuchungsbereichs (13) abhängen, mit der Detektoreinheit (16) während der Relativbewegung,
- 20 d) Ermitteln von jeweils einem Komplementärmeßwert für zumindest einige der in Schritt c) akquirierten und in einem Rekonstruktionsfenster (25) liegenden Messwerte mit Hilfe von redundanten Messwerten, wobei die dem jeweiligen Messwert und dem dazugehörigen Komplementärmeßwert zugeordneten Strahlen entgegengesetzt zueinander orientiert sind,
- 25 e) Ersetzen jedes Messwertes, für den in Schritt d) ein Komplementärmeßwert ermittelt worden ist, durch eine Summe aus gewichtetem Messwert und gewichtetem Komplementärmeßwert,
- f) Rekonstruieren eines CT-Bildes des Untersuchungsbereichs (13) aus den im Rekonstruktionsfenster (25) liegenden Messwerten.

ZUSAMMENFASSUNG

Computertomographie-Verfahren mit redundanten Messwerten

- Die Erfindung betrifft ein Computertomographie-Verfahren, bei dem sich eine Strahlenquelle relativ zu einem Untersuchungsbereich insbesondere auf einer helixförmigen oder kreisförmigen Trajektorie bewegt. Messwerte werden mit einer Detektoreinheit akquiriert, wobei aus diesen Messwerten ein CT-Bild des Untersuchungsbereichs rekonstruiert wird. Bei der Rekonstruktion wird zumindest für einige Messwerte, die in einem Rekonstruktionsfenster liegen, jeweils ein Komplementärmesswert bestimmt, dessen Strahl entgegengesetzt parallel zu dem Strahl des jeweiligen akquirierten
- 5 Messwerts orientiert ist. Zur Berechnung der Komplementärmesswerte, insbesondere mit Hilfe von Johns-Gleichung, werden redundante Messwerte verwendet. Die Messwerte, für die Komplementärmesswerte bestimmt worden sind, werden jeweils durch eine Summe aus gewichtetem Messwert und gewichtetem Komplementärmesswert ersetzt, und ein CT-Bild wird aus den ersetzten und gegebenenfalls aus akquirierten
- 10 Messwerten, die im Rekonstruktionsfenster liegen, insbesondere mit einem exakten Rekonstruktionsverfahren, rekonstruiert.
- 15

Fig. 1

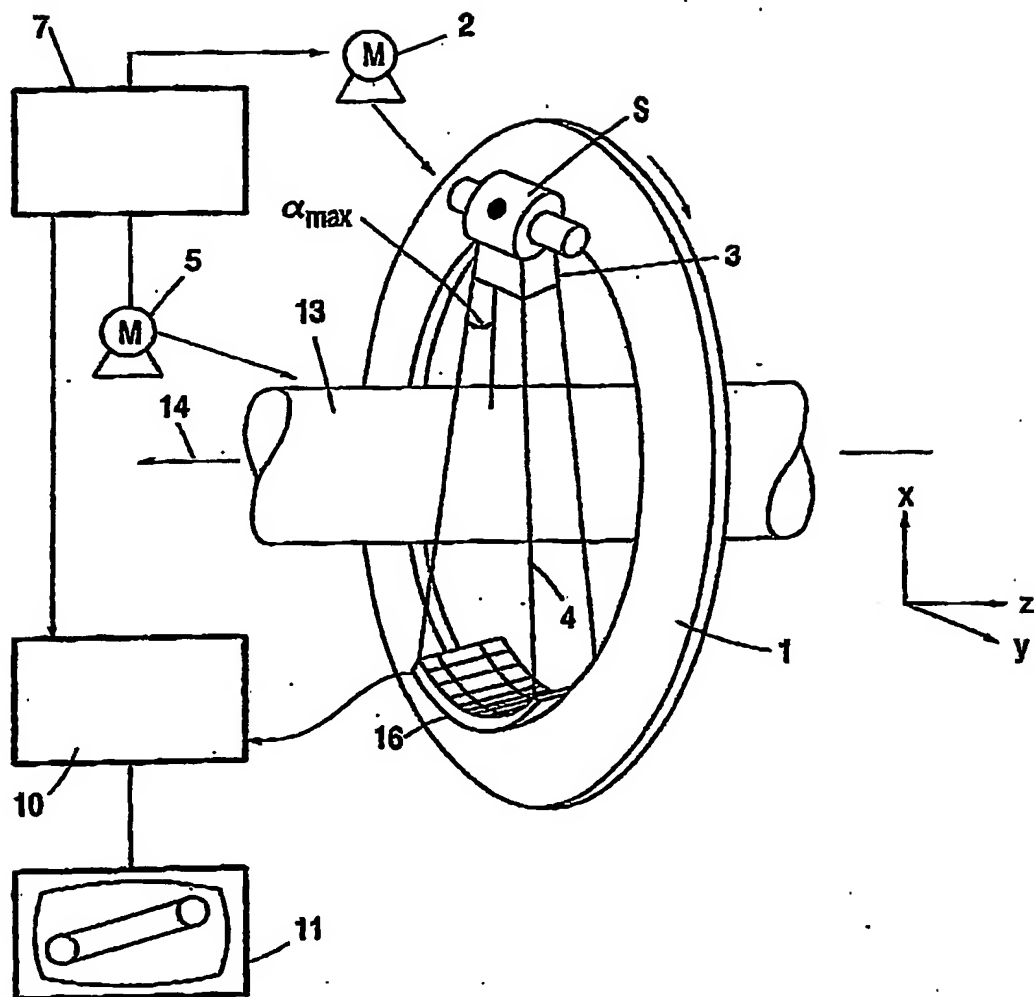
Fig.1

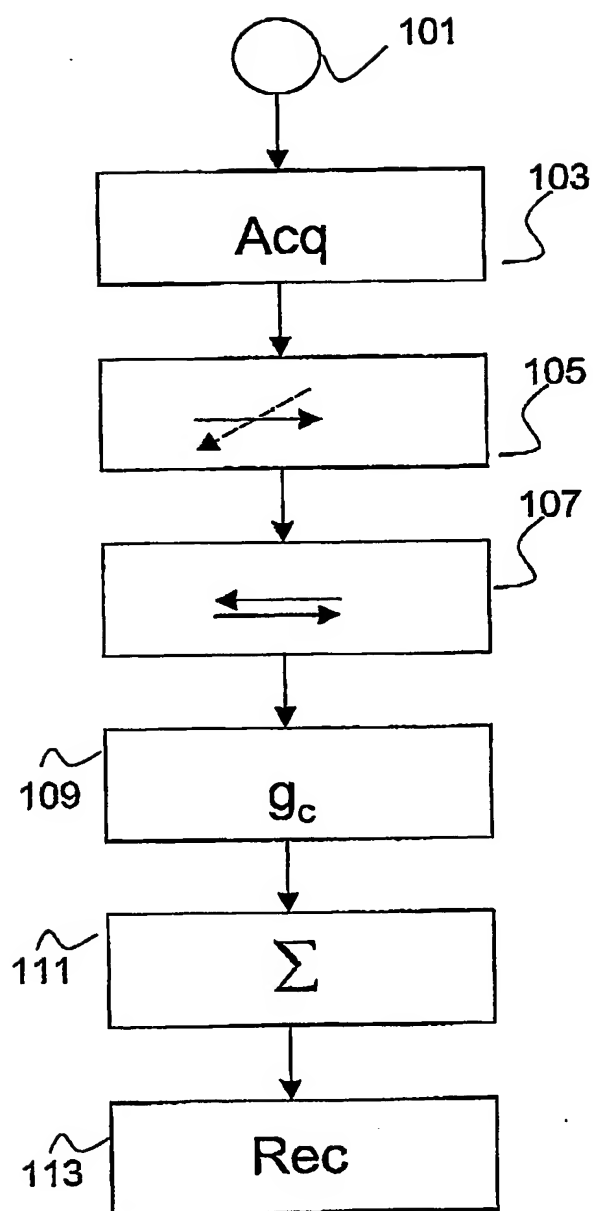
Fig. 2

Fig. 3

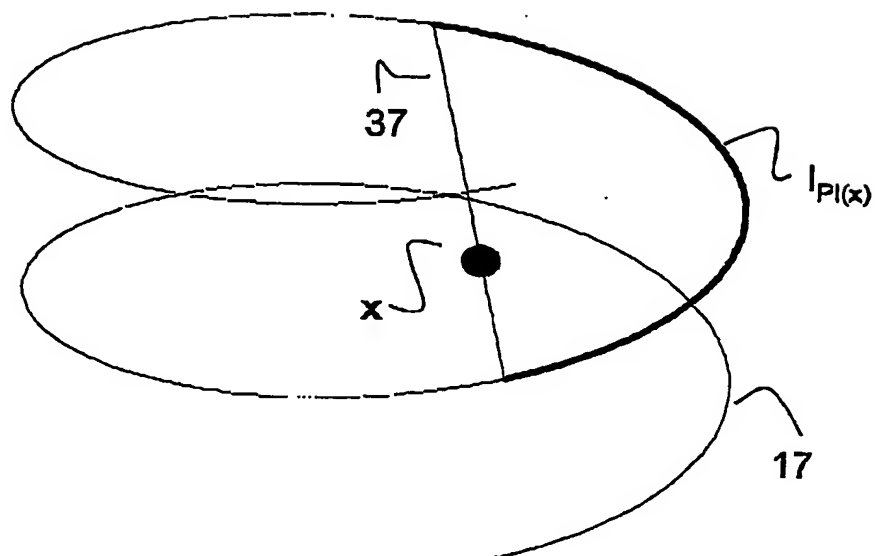


Fig. 4

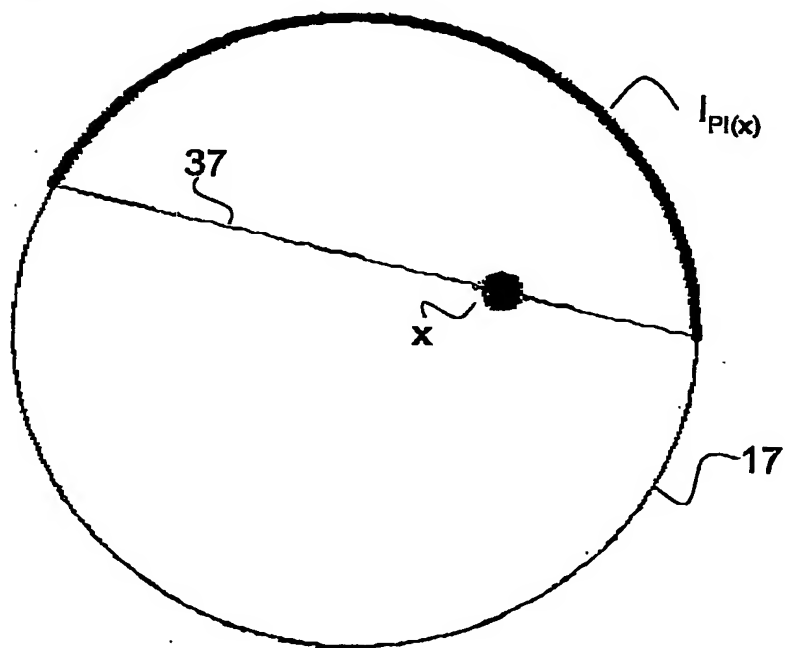


Fig. 5

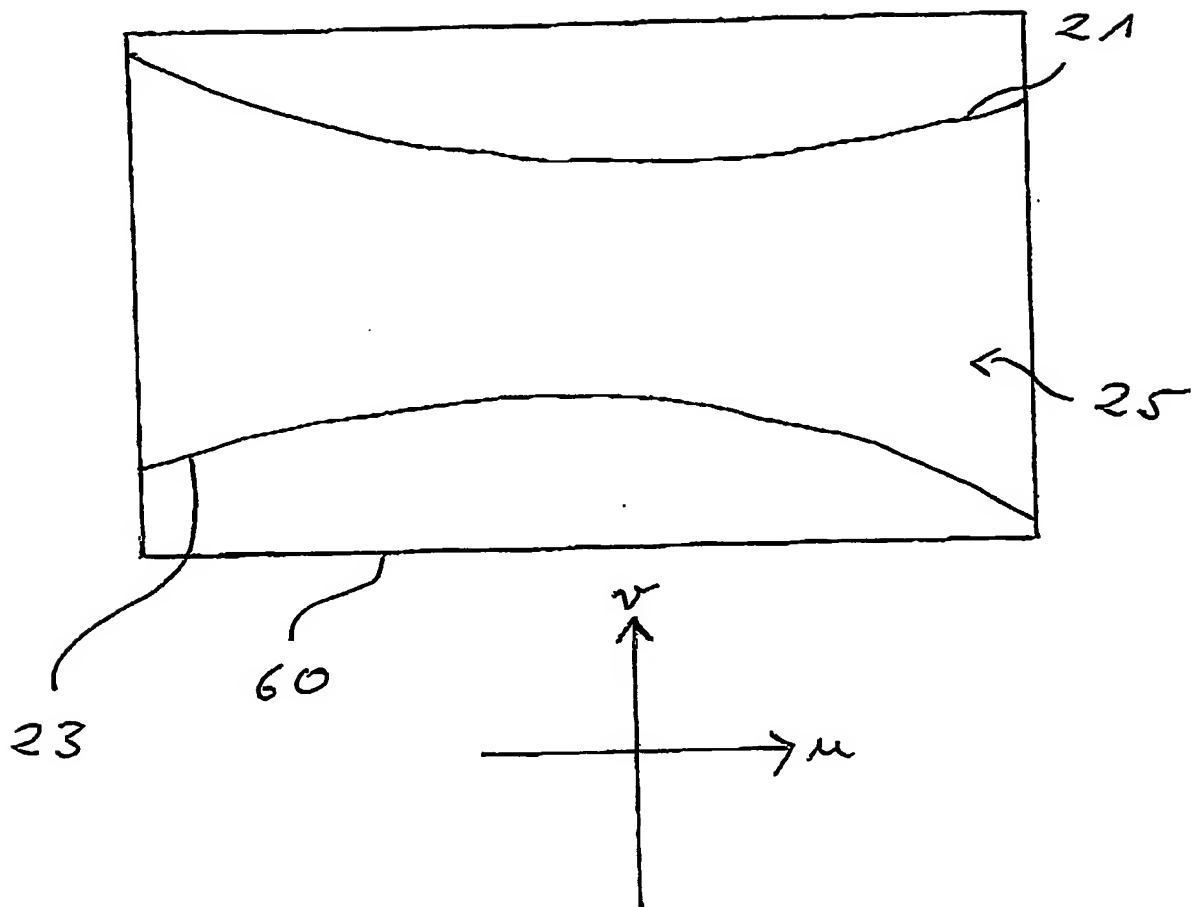


Fig. 6

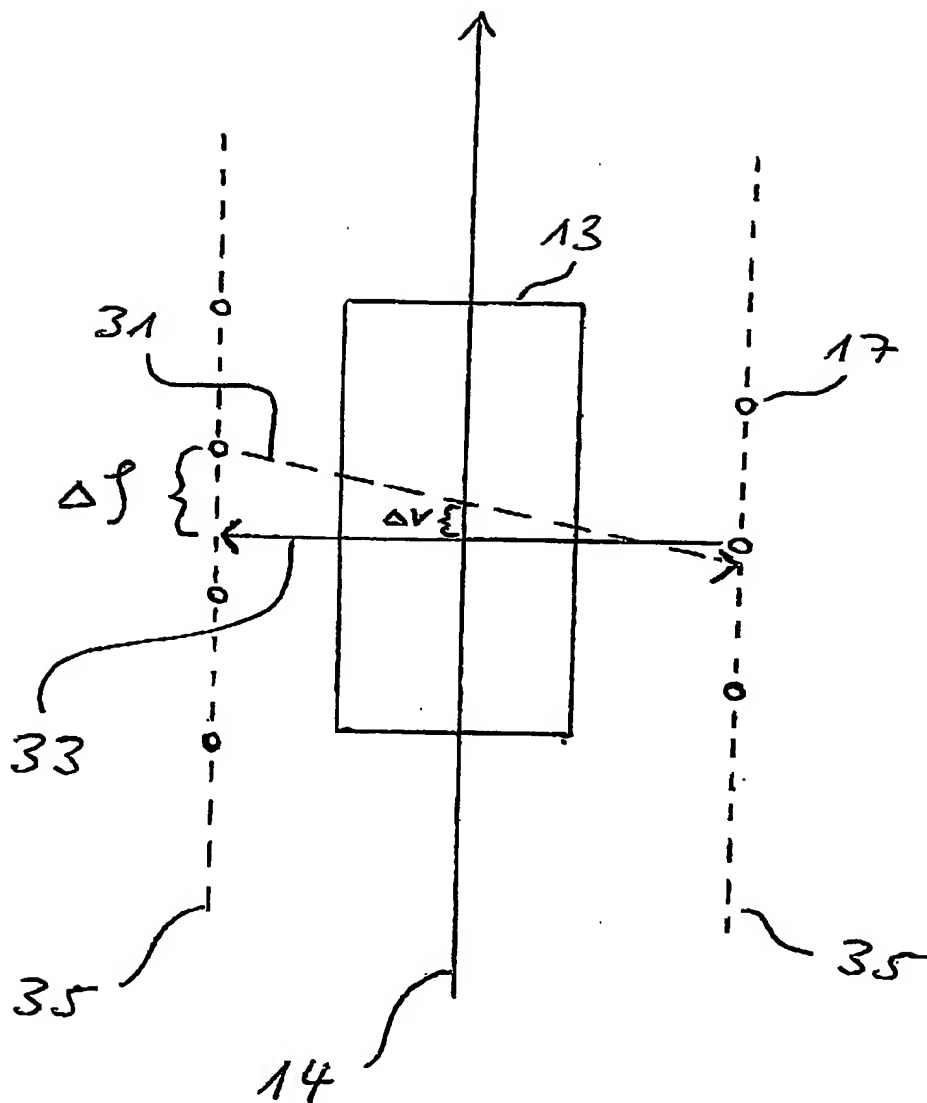


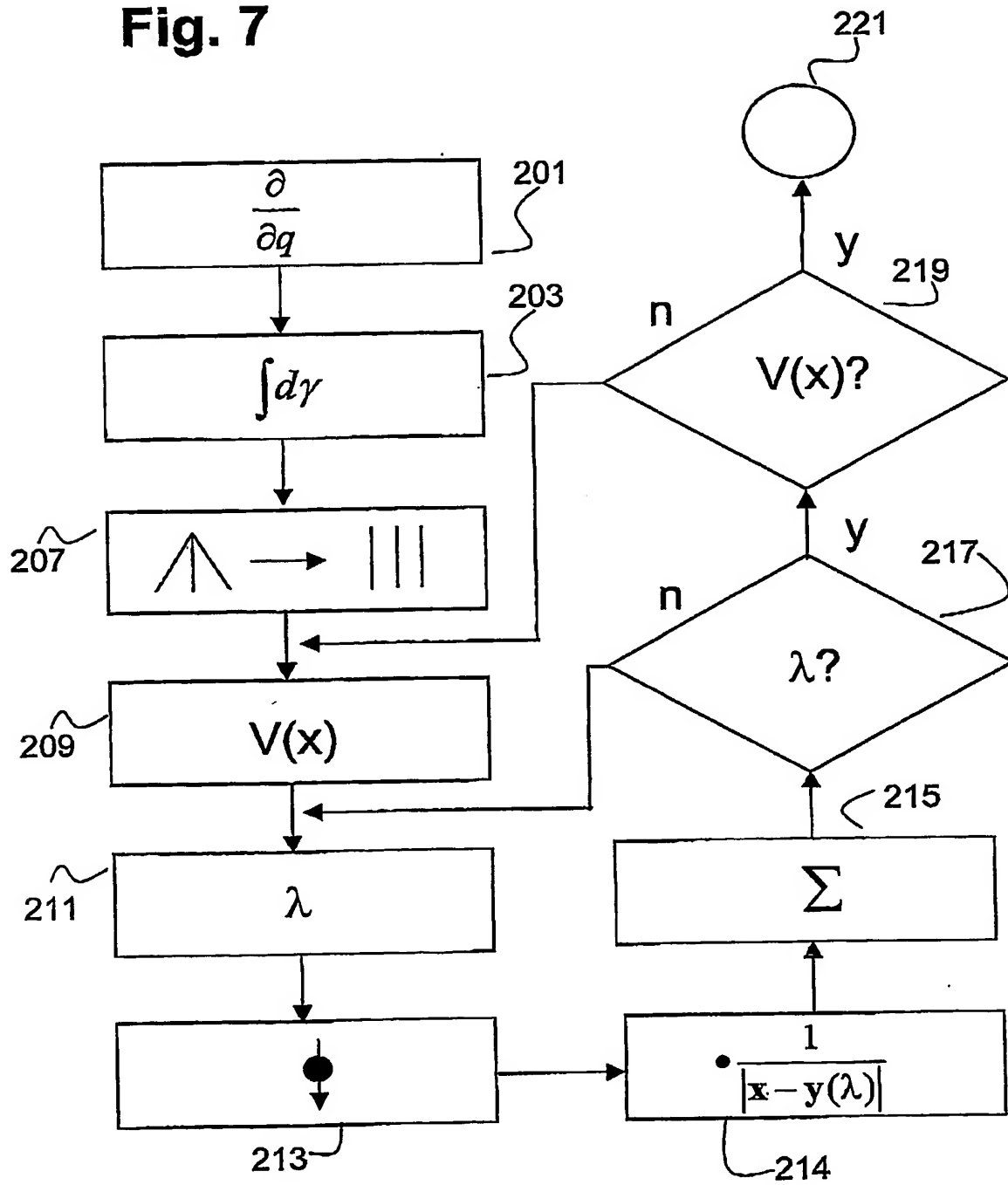
Fig. 7

Fig. 8

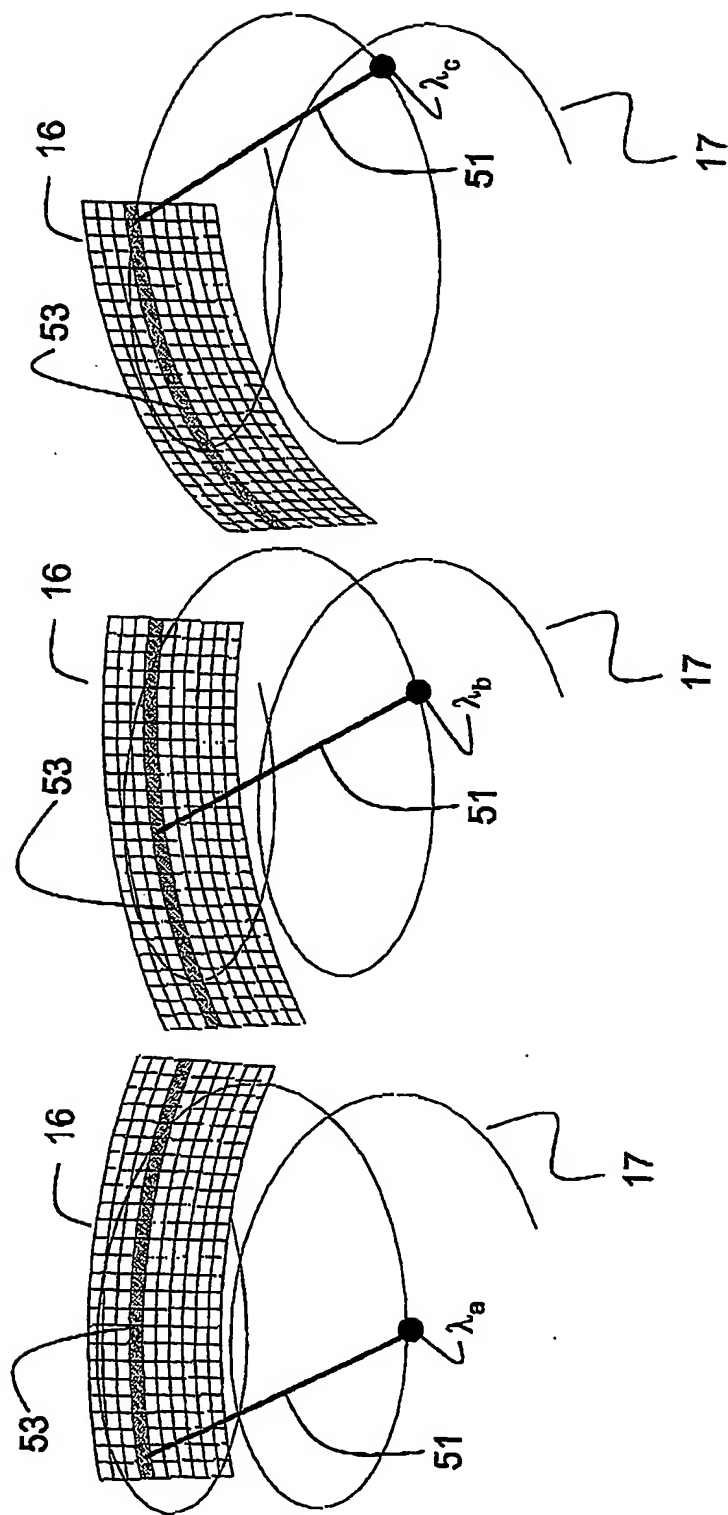


Fig. 9

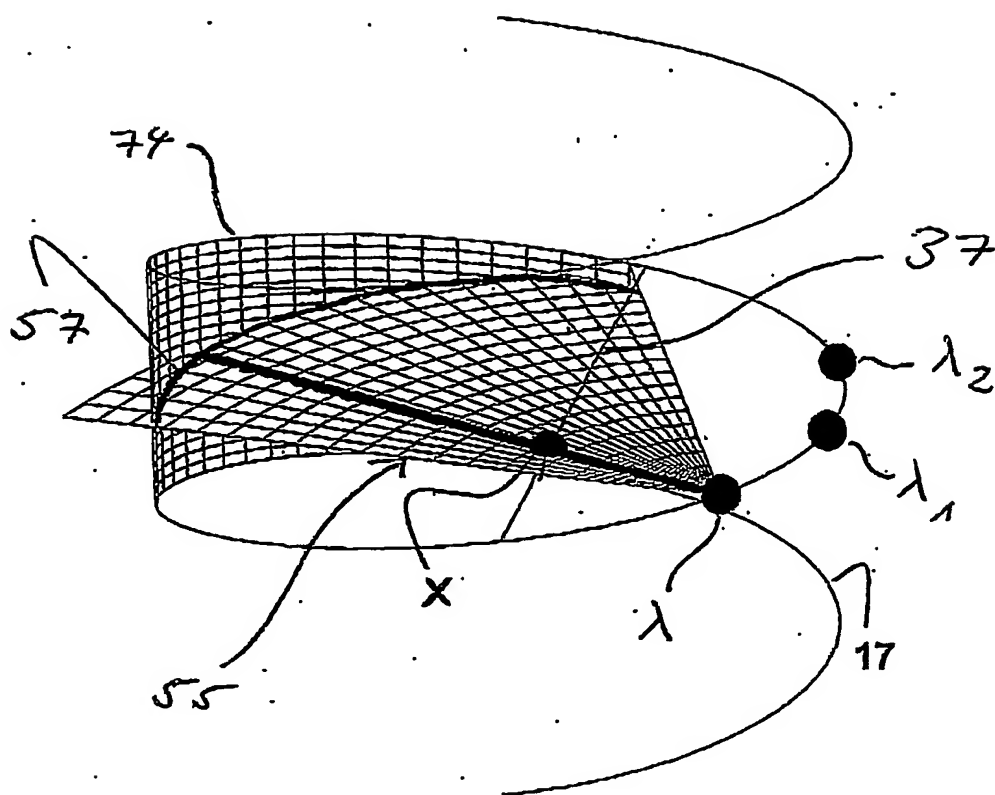
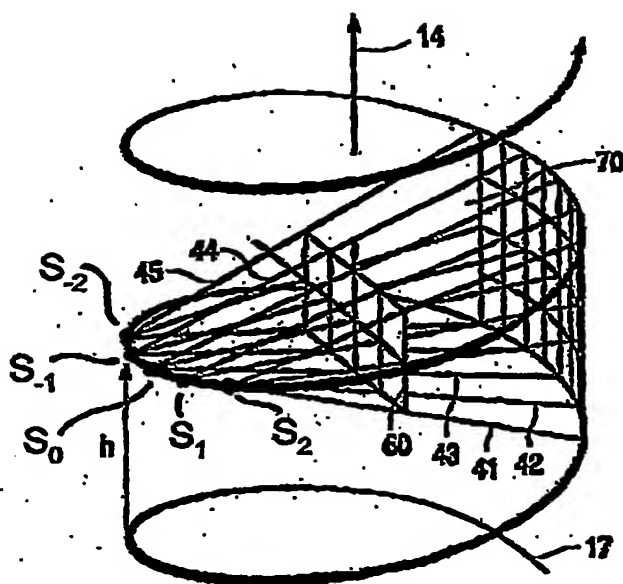


Fig. 10



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.